

Intravascular frame - comprises three-dimensional body made from interwoven filaments with shape memory effect, having variable cross-section

Patent Assignee: SHCHUKIN S V

Inventors: KAREV A V; PULNEV S A; SHCHUKIN S V

Patent Family

Patent Number	Kind	Date	Application Number	Kind	Date	Week	Type
RU 2053734	C1	19960210	SU 5065007	A	19920911	199645	B

Priority Applications (Number Kind Date): SU 5065007 A (19920911)

Patent Details

Patent	Kind	Language	Page	Main IPC	Filing Notes
RU 2053734	C1		5	A61F-002/06	

Abstract:

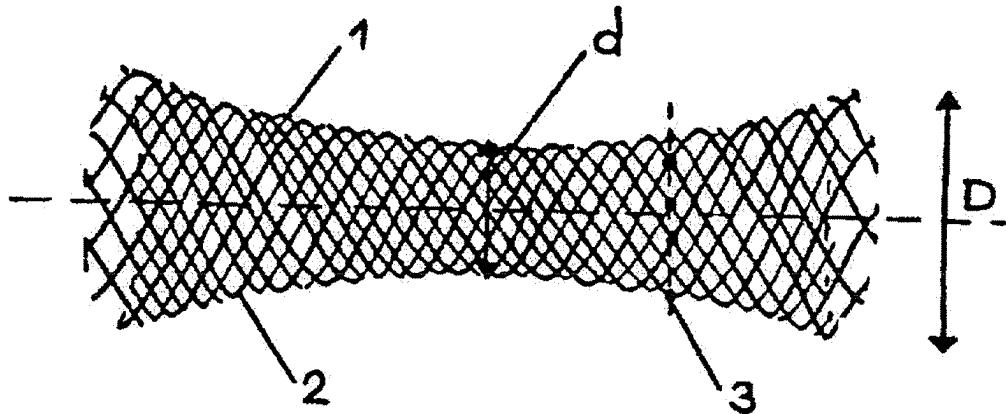
RU 2053734 C

The frame, e.g. for use as an arterial prosthesis, consists of a three-dimensional body made from at least two groups of interwoven filaments (1,2) set in multi-start spirals at an angle to one another and made from a material with a shape memory effect. The body is a variable transverse diameter, increasing towards at least one end, and its length is greater than the maximum diameter of the vessel defect.

The filaments making up the frame are welded together at least one cross-section, and the surface of the frame is covered by a fabric sleeve made from a biocompatible material.

ADVANTAGE - More reliable fixing, with even distribution of pressures, wider range of functions, reduced risk of thrombosis and faster formation of new tissues. Bul. 4/10.2.96

Dwg.1/3



Derwent World Patents Index

© 2005 Derwent Information Ltd. All rights reserved.

Dialog® File Number 351 Accession Number 10956623



(19) RU (11) 2 053 734 (13) C1
(51) Int. Cl. 6 A 61 F 2/06

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 5065007/14, 11.09.1992

(46) Date of publication: 10.02.1996

(71) Applicant:
Shchukin Sergej Vladimirovich,
Pul'nev Sergej Appolonovich,
Karev Andrej Vladimirovich

(72) Inventor: Shchukin Sergej Vladimirovich,
Pul'nev Sergej Appolonovich, Karev Andrej
Vladimirovich

(73) Proprietor:
Shchukin Sergej Vladimirovich,
Pul'nev Sergej Appolonovich,
Karev Andrej Vladimirovich

(54) INTRAVASCULAR CARCASS

(57) Abstract:

FIELD: medical engineering. SUBSTANCE: device is made in the form of a three-dimensional body which surface is formed by at least two groups of interwoven threads 1 and 2 made from a material possessing form memory properties. The threads are arranged at an angle to each other into multiple coils forming helical spiral. The three-dimensional body has variable cross-section diameter growing for example towards the body ends. The maximum and minimum diameter of the

three-dimensional body satisfies a condition of $D = (1.1-10)d$ when being set into the blood vessel under prosthetic treatment. In making prostheses for treating the penetrating defects in vascular wall or partition, the carcass diameter is made as small as possible and the diameter of the end parts is made as big as possible, the total carcass length being made greater than the maximum diameter of the injured place or defect. EFFECT: uniformly distributed pressure; reliable anchorage in blood vessel. 5 cl

R
U
2
0
5
3
7
3
4
C
1

R
U
?
0
5
3
7
3
4
C
1

R U 2 0 5 3 7 3 4 C 1

R U ? 0 5 3 7 3 4 C 1

Изобретение относится к медицине и может быть использовано в качестве протеза при внутрисосудистой хирургии.

Известен сосудистый протез для пластики магистральных кровеносных сосудов, материалом для которого служит диафиз деминерализованной трубчатой аллокости, используемой также в травматологии и ортопедии [1].

Недостатком данного устройства является сложность изготовления и отсутствие возможности обеспечения достаточного и равномерного давления на стенки протезируемого сосуда, что резко снижает функциональные возможности протеза.

В клинической практике внутрисосудистой хирургии в последнее время наибольшее применение нашли материалы с эффектом памяти формы, т.е. материалы, обладающие возможностью формовосстановления при определенных температурах.

Известен внутрисосудистый каркас, выполненный в виде пружины из материала, обладающего эффектом памяти формы, диаметр которой составляет 1,05-1,15 диаметра протезируемого сосуда, шаг витков пружины 0,1-0,5, а толщина проволоки пружины 0,004-0,15 диаметра пружины [2].

Указанный каркас обеспечивает давление на внутренние стенки кровеносных сосудов и позволяет расширять их.

Недостатки данного каркаса заключаются в следующем:

равномерное давление на внутренние стенки сосуда во многом обеспечивающее успех хирургической операции, в нем может быть создано лишь при малом шаге пружины, что значительно ухудшает ионный обмен и образование неоинтимы. Увеличение же шага пружины ухудшает ионный обмен, но не обеспечивает равномерного давления на стенки сосуда, что приводит к их провисанию и частичному стенозу;

пределное значение удельного давления на внутренние стенки сосуда ограничено геометрическими характеристиками пружины и повышение его при постоянном шаге пружины возможно только путем увеличения диаметра проволоки, что приводит к уменьшению внутреннего диаметра каркаса и ухудшению кровотока;

отсутствует возможность протезирования бифуркаций;

установка каркаса в сосуд требует его значительной предварительной деформации (значительного удлинения) по сравнению с конечной длиной в рабочем состоянии, что затрудняет введение каркаса в сосуд, а также приводит к смещению точек мартенситного превращения материала проволоки и возможному неполному его формовосстановлению.

Сказанное в целом снижает качество протезирования при использовании данного каркаса, ограничивает его возможности.

Указанные недостатки во многом устранены в конструкции внутрисосудистого каркаса [3].

Данный внутрисосудистый каркас выполнен в виде объемного тела, поверхность которого образована по меньшей мере двумя группами взаимопереплетенных нитей, размещенных многозаходными витками под углом друг к другу по винтовой спирали и выполненных из материала, обладающего памятью формы, объемное тело выполнено с переменным поперечным диаметром.

материала, обладающего памятью формы и по торцам тела концы нитей, принадлежащих разным группам, соединены, например, сварены между собой. Кроме того, шаг витков нитей составляет 0,5-10, а диаметр нити 0,001-0,1 диаметра объемного тела.

Недостатком данного технического решения, выбранного нами в качестве прототипа, является недостаточно надежное закрепление каркаса внутри протезируемого сосуда, что в ряде случаев может приводить к смещению каркаса под воздействием кровотока, повышает вероятность тромбообразования. Существенным недостатком прототипа является отсутствие возможности протезирования часто встречающихся мест сквозных повреждений и дефектов в стенах и перегородках сосудов и органов, что сужает функциональные возможности устройства.

Целью изобретения является расширение функциональных возможностей, повышение надежности закрепления каркаса в протезируемом сосуде, уменьшение склонности к тромбообразованию.

Согласно изобретению, во внутрисосудистом каркасе, выполненном в виде объемного тела, поверхность которого образована по меньшей мере двумя группами взаимопереплетенных нитей, размещенных многозаходными витками под углом друг к другу по винтовой спирали и выполненных из материала, обладающего памятью формы, объемное тело выполнено с переменным поперечным диаметром.

В этом заключается совокупность существенных признаков предложенного устройства.

Предложенное техническое решение характеризуется также рядом дополнительных факультативных признаков, заключающихся в следующем:

объемное тело выполнено с поперечным диаметром, увеличивающимся по меньшей мере по одному из торцов объемного тела;

при протезировании сквозных повреждений и дефектов в стенах сосудов и перегородках органов объемное тело может быть выполнено длинной, превышающей максимальный диаметр повреждения или дефект, при этом поперечный диаметр объемного тела в его центральной части выполнен минимально возможным, а на торцах максимально возможным;

в этом случае для надежного перекрытия повреждения или дефекта, улучшения их зарастания и образования новой ткани, поверхность объемного тела может быть снабжена тканной оболочкой, выполненной из биосовместимого материала;

по меньшей мере в одном поперечном сечении объемного тела нити, принадлежащие к разным группам, могут быть соединены, например, сварены между собой.

Предложенное техническое решение характеризуется новой совокупностью существенных признаков, отсутствующей во всех известных нам устройствах аналогичного назначения, что позволяет признать его соответствующим критерию "новизна".

Непосредственный технический результат, достигаемый при использовании предложенного решения, заключается в том, что величина давления, оказываемого каркасом на стенки протезируемого сосуда,

R
U
2
0
5
3
7
3
4
C
1

C
1
2
0
5
3
7
3
4

становится различной по длине каркаса, но при этом сохраняется его равномерное распределение в каждом поперечном сечении сосуда. На торце объемного тела, имеющего в данном поперечном сечении максимальный диаметр, это давление будет больше, чем давление в середине каркаса. Этот результат достигается только при использовании всей совокупности признаков, изложенных в первом пункте формулы, реализация которой обеспечивает появление у объекта изобретения в целом ряда новых полезных свойств, заключающихся в повышении надежности закрепления каркаса в требуемом месте протезируемого сосуда, уменьшении склонности каркаса к тромбообразованию.

Предложенная конструкция каркаса позволяет существенно расширить его функциональные возможности, обеспечивая протезирование сквозных повреждений и дефектов в стенах сосудов или в перегородках органов, т.е. позволяет успешно решать широкий класс сложных хирургических задач.

Указанное позволяет признать предложенное техническое решение соответствующим критерию "изобретательский уровень".

На фиг. 1 представлен каркас, общий вид; на фиг.2 разрез по каркасу, протезирующему сквозной дефект в стенке сосуда; на фиг.3 вид по стрелке А фиг.2.

Внутрисосудистый каркас представляет собой объемное тело, образованное группой нитей 1, выполненных из проволочного материала с эффектом памяти формы, например, нитинола, и размещенных многозаходными витками по винтовой спирали, и группой нитей 2, которые выполнены из того же материала и переплетены с нитями 1 и размещены под углом к ним тоже многозаходными витками по винтовой спирали. Нити 1 и 2 в точках 3 в определенных поперечных сечениях объемного тела соединены между собой, например, с помощью сварки или спайки. Минимальный диаметр объемного тела d в рабочем состоянии с учетом свойств материала, обладающего эффектом памяти формы и стенок сосуда составляет не менее 1,05 внутреннего диаметра сосуда, при этом максимальный диаметр D объемного тела составляет $(1.1 \cdot 10)d$.

В варианте каркаса, протезирующем, например, сквозной дефект 4 в стенке сосуда 5, объемное тело также образовано из двух групп взаимопереплетенных нитей 1 и 2, но диаметр каркаса в его центральной части сведен к минимуму, тогда как по обоим торцам он выполнен максимально возможным.

Длина каркаса в этом случае выбрана таким образом, что она превышает максимальный диаметр сквозного дефекта и в результате этого периметр 6 дефекта оказывается вписаным в проекцию на стенку сосуда линии, огибающей концы нитей 1 и 2 по торцам объемного тела.

Диаметр нитей составляет 0,001-0,1 диаметра объемного тела, что обусловлено термодеформационными характеристиками материала, обладающего эффектом памяти формы. При соотношении менее 0,001 каркас не обеспечивает достаточного для противодействия давления на стенки сосуда,

а при соотношении более 0,1 происходит значительное уменьшение внутреннего диаметра каркаса и существенное ухудшение кровотока.

Шаг витков нитей каркаса при этом составляет 0,5-10,0 диаметров объемного тела. При соотношении менее 0,5 затруднен ионный обмен ввиду высокой поверхностной плотности каркаса, а при соотношении более 10,0 происходит недопустимое провисание стенок сосуда.

Устройство работает следующим образом. Артерию или другой кровеносный сосуд, в котором предполагается установка каркаса, предварительно катеризируют.

Внутрисосудистый каркас, выполненный например, из нитинола, после соответствующей обработки охлаждают хлорэтилом до температуры ниже 30°. При этом увеличивают длину каркаса путем приложения легких осевых усилий. Группы нитей 1 и 2 при этом скользят друг по другу, угол наклона их друг относительно друга изменяется, при этом форма каркаса изменяется при уменьшении диаметра объемного тела и выравнивании его диаметра по всей длине.

Конструкция каркаса позволяет при относительно малом изменении его общей длины получить относительно большое уменьшение его диаметра.

Далее в асептических условиях каркас, непрерывно охлаждая струей хлорэтила, т. е. поддерживая его низкую температуру, устанавливают в заранее собранную телескопическую систему, состоящую из двух катетеров и проводника, рабочий конец которого установлен за зоной планируемой реконструкции. Вводят собранную таким образом систему через интродьюсер в артерию и под постоянным рентгенологическим контролем подводят к месту протезирования.

Под воздействием температуры тела температура материала каркаса повышается выше точки мартенситного превращения нитинола и тело каркаса принимает ранее заданную форму. По мере процесса формовосстановления каркас устанавливают в рабочей части первого катетера. Каркас выбрасывается из системы вторым катетером. За счет большего торцевого диаметра при выбрасывании каркаса происходит самостоятельная фиксация каркаса концами нитей к стенке сосуда, либо раскрытие торцевой части до максимального диаметра с фиксацией за пределами дефекта в случае реконструкции сквозных повреждений перегородок сердца, открытого артериального протока и других дефектов. В последнем случае за счет применения биосовместимых тканевых накладок гидродинамические эффекты обеспечивают надежную фиксацию устройства.

После рентгенотелевизионного контроля производится выбрасывание оставшейся части каркаса, которая дополняет фиксацию второй торцевой частью по описанному выше механизму. Такая установка достаточно проста, позволяет избежать применения специальных устройств для имплантации, обеспечивает возможность постоянного контроля за процедурой надежной фиксации и возможность прекращения операции на всех стадиях за исключением последней.

R U 2 0 5 3 7 3 4 C 1

Установленный таким образом каркас, за счет увеличенного поперечного диаметра объемного тела, будет надежно зафиксирован в нужном месте протезируемого сосуда.

В случае протезирования сквозного дефекта 4 сосуда или перегородки 5 установка каркаса принципиально не отличается от вышеописанного. Каркас вытягивают по обоим концам, увеличивая его длину и уменьшая его диаметр до величины, меньшей, чем минимальный диаметр сквозного дефекта. Каркас в охлажденном виде устанавливают так, что его центральная часть оказывается на оси сквозного дефекта (момент установки показан на фиг.2 пунктиром). В результате процесса формовосстановления каркас полностью перекрывает сквозной дефект, способствует образованию новой ткани и быстрому зарастанию дефекта. Натянутая на поверхность объемного тела ткань из биосовместимого материала (не показана) позволяет ускорить эти процессы и обеспечить более надежное перекрытие места повреждения или дефекта.

Использование предложенного технического решения обеспечивает достижение следующих преимуществ перед всеми известными устройствами аналогичного назначения:

повышение надежности закрепления каркаса внутри сосуда при сохранении равномерности распределения давления на стенки сосуда;

расширение функциональных возможностей каркаса за счет появления возможности протезирования различных мест повреждения или врожденных сквозных дефектов сосудов или перегородок органов, что является сложной хирургической задачей,

удовлетворительного решения которой ранее не было;

снижение склонности протезируемого участка к тромбообразованию, ускорение процессов образования новых тканей.

Первые серии клинических испытаний подтверждают его вышеупомянутые полезные свойства.

Формула изобретения:

1. ВНУТРИСОСУДИСТЫЙ КАРКАС, выполненный в виде объемного тела с поверхностью, образованной по меньшей мере двумя группами взаимопереплетенных нитей, размещенных многозаходными витками под углом одна к другой по винтовой спирали и выполненных из материала, обладающего памятью формы, отличающийся тем, что объемное тело выполнено с переменным поперечным диаметром.

2. Каркас по п.1, отличающийся тем, что объемное тело выполнено с поперечным диаметром, увеличивающимся по меньшей мере к одному из торцов объемного тела.

3. Каркас по п.1, отличающийся тем, что объемное тело выполнено длиной, превышающей максимальный диаметр дефекта сосуда, при этом поперечный диаметр объемного тела в его центральной части выполнен минимальным, а на торцах - максимальным.

4. Каркас по пп. 1-3, отличающийся тем, что поверхность объемного тела снабжена тканой оболочкой, выполненной из биосовместимого материала.

5. Каркас по пп. 1-4, отличающийся тем, что по меньшей мере в одном поперечном сечении объемного тела нити сварены между собой.

35

40

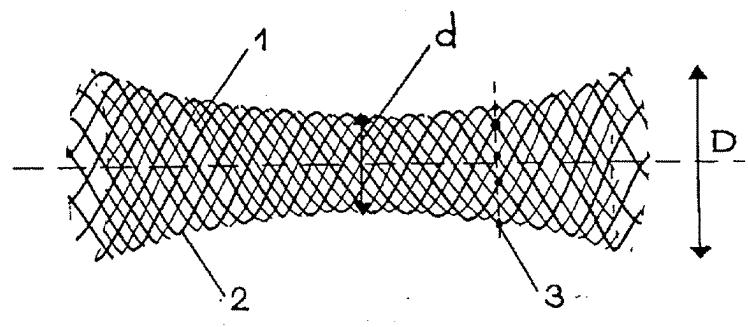
45

50

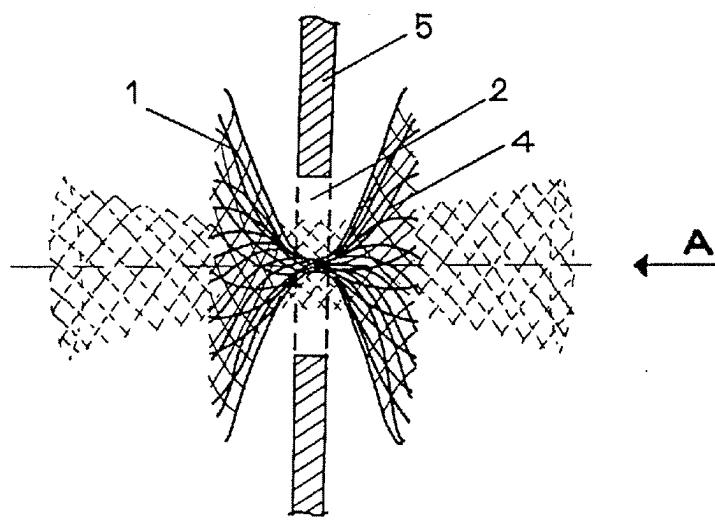
55

60

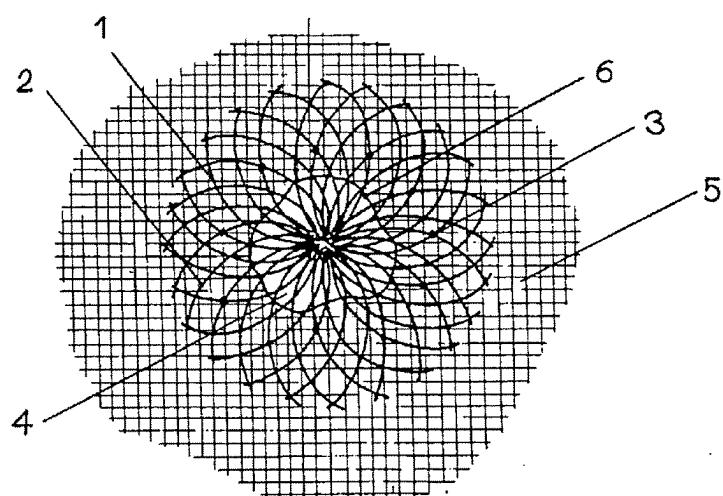
R U 2 0 5 3 7 3 4 C 1



ФИГ. 1



ФИГ. 2
Вид А



ФИГ. 3

R U 2 0 5 3 7 3 4 C 1

R U 2 0 5 3 7 3 4 C 1